

Aus der II. Medizinischen Universitätsklinik
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Professor Dr. med. P. Schölmerich

Frequenzanalytische Untersuchungen des ersten Herztones im Tierexperiment

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes-Gutenberg-Universität zu Mainz

vorgelegt von

Helmut Schmelzeisen
aus Köln

Mainz 1966



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der II. Medizinischen Universitätsklinik
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Professor Dr. med. P. Schölmerich

Frequenzanalytische Untersuchungen des ersten Herztones im Tierexperiment

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes-Gutenberg-Universität zu Mainz

vorgelegt von

Helmut Schmelzeisen
aus Köln

Mainz 1966

Frequenzanalytische Untersuchungen des ersten Herztones im Tierexperiment



Dekan: Prof. Dr. med. Borneff

Referent: Prof. Dr. med. Schölmerich

Meiner Mutter

E i n l e i t u n g

Die Phonokardiographie, d.h. die graphische Registrierung von Schallerscheinungen im Ablauf der Herzkaktion, diente in der Vergangenheit im wesentlichen der Dokumentation von Herztonbefunden. Darüberhinaus leistete sie wichtige Beiträge, vor allem durch die genaue zeitliche Festlegung der Aufeinanderfolge von Herztönen und -geräuschen.

Das Ohr kann bei schneller Herzschlagfolge wegen seines begrenzten zeitlichen Auflösungsvermögens, speziell bei Tönen unterschiedlicher Lautstärke, nur schwer eine sichere zeitliche Zuordnung treffen (HOLLDACK (11)).

Erst durch die Phonokardiographie wurde eine exakte Zeitmessung an den wahrnehmbaren akustischen Phänomenen, die die Herztätigkeit begleiten, möglich.

Da das Ohr für hohe Frequenzen viel empfindlicher ist als für niedrigere, können bei Tönen, die entsprechende Unterschiede in Frequenz und Lautstärke besitzen, Verdeckungseffekte auftreten, wodurch ein Ton der Wahrnehmung durch das Ohr entgehen kann, im Schwingungsbild aber in Erscheinung tritt (WEGEL und LANE (46), TRENDELENBURG (42), HOLLDACK (11)).

Das Ohr des geübten Auskultators kann jedoch durch die Phonokardiographie niemals ersetzt werden, da das Auge einen Klangeindruck nicht erfassen kann. Außerdem

werden die phonokardiographischen Schwingungsbilder durch die Aufnahmeapparatur verändert: durch deren Filterketten werden aus dem Mikrophonsignal die zu registrierenden Schwingungen ausgesiebt. Diese Maßnahme ist erforderlich, da wegen der großen Amplitudenunterschiede zwischen den nieder- und den hochfrequenten Herztonschwingungen eine amplitudengetreue Aufzeichnung nur niederfrequente Schwingungen zur Darstellung kommen lassen würde (MAASS und WEBER (21)). Die phonokardiographisch aufgezeichneten Amplituden werden also nicht nur von der originären Lautstärke der Schallerscheinungen bestimmt, sondern auch von der frequenzabhängigen Durchlaßcharakteristik des jeweiligen Kanalfilters und Verstärkers der Registrierapparatur (MAASS, MAASS und WEBER (20, 21)). Das bedeutet, daß die phonokardiographisch aufgezeichneten Amplituden untereinander nicht ohne weiteres verglichen werden können. Eine Aussage über die Amplitude und damit die Lautstärke der registrierten Schallerscheinungen ist nur mit Kenntnis der ihnen zugrunde liegenden Frequenzhöhe und des Amplitudenfrequenzganges des Aufnahmeapparates möglich. Das Phonokardiogramm erfaßt außerdem auch die Phase des Herzschalles und ist in dieser Beziehung dem Ohr, das Phasenunterschiede nicht wahrnehmen kann, überlegen. Auch hierbei muß wegen der notwendigen Hochpaßfilter eine Korrektur anhand von Phasen-Frequenzzeichkurven erfolgen. Weiterhin wird die

Aussage aus den Schwingungsbildern noch dadurch erschwert, daß Schwingungen verschiedener Frequenz durch Überlagerung Schwebungsbilder ergeben können, deren graphische Wiedergabe je nach Phasenlage der Einzelschwingungen zueinander vollkommen verschieden aussehen kann (Abb.1).

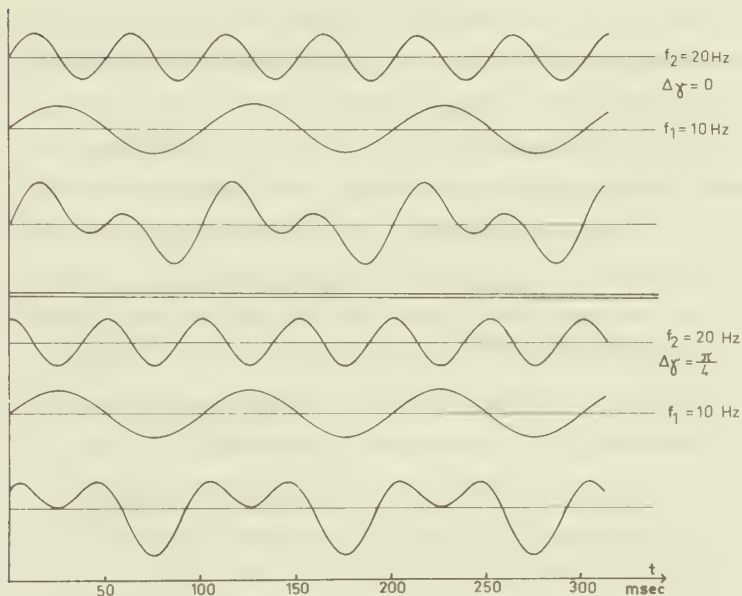


Abb.1 Zwei Schwingungen verschiedener Frequenz ergeben bei Überlagerung je nach Phasenlage völlig verschiedene Schwingungsbilder.

Will man aus dem Phonokardiogramm außer der Dokumentation klinischer Befunde und außer den Zeit-

messungen die in ihm darüber hinaus enthaltenen Einzelinformationen gewinnen, so ist eine Frequenzanalyse unerlässlich. Apparative Frequenzanalysatoren, z.B. das Tonfrequenzspektrometer von FREYSTEDT (6), der Projektionsperiodograph nach MEYER-EPPLER (25) oder der Spektrophonokardiograph von McKUSICK (23), sind für frequenzanalytische Untersuchungen kurz-dauernder Schwingungsvorgänge weniger geeignet: Tonfrequenzspektrometer und Spektrophonokardiograph enthalten Bandfilter, die im Verhältnis zur Dauer der Schallerscheinungen (hier der Herztöne) sehr lange Ein- und Ausschwingzeiten haben, bzw. die Tonspektren kommen nur diskontinuierlich in Abständen von etwa 100 msec zur Darstellung. Der Projektionsperiodograph kann die Einzelfrequenzen nur größenordnungsmäßig angeben (vergl. bei OBERHOFFER (27)). Das von KEIDEL (14) angegebene Verfahren zur Herzschallanalyse nach einer Indikator-methode gibt nur die ungefähre momentane Zusammensetzung des Herzschalles während des Ablaufes der Herzaktion wieder. Für dieses Gerät, sowie für das Verfahren von SIMON und RUPPEL (38) gelten außerdem die oben genannten Vorbehalte bezüglich der Darstellung kurzperiodischer Schwingungsvorgänge, da beide mit Bandfiltern arbeiten. Partialwellen kurzer Dauer können so der Registrierung entgehen. Eine chronologische Ordnung und Zeitbegrenzung der einzelnen Partial-

wellen innerhalb der Herztöne ist mit diesen Verfahren nicht oder nur ungenau möglich.

Alle diese Gründe lassen zur Zeit die mathematische Frequenzanalyse von Herztonschrieben trotz des damit verbundenen sehr hohen Arbeits- und Zeitaufwandes gerechtfertigt erscheinen, zumal daraus Aussagen über alle drei Parameter der Partialwellen: Frequenzhöhe, Amplitude und Phasenlage möglich sind.

Wegen der kurzen Zeitdauer der registrierten Schwingungen eignet sich für die Frequenzanalyse der phonokardiographischen Aufzeichnungen am besten die von SCHUSTER (36) angegebene und von STUMPPF (39,40) weiterentwickelte Progressive Analyse. Diese hat BLUME (2,3) zuerst nach einem von ihm modifizierten Verfahren auf Herztonschriebe angewandt. Eine andere Modifikation und Ergänzung des Verfahrens ist von MARTH und v. EGIDY (22) angegeben worden. In der vorliegenden Untersuchung wurde nach dieser letzten Methode gearbeitet.

Es sollte dabei untersucht werden, welche Frequenzhöhen im ersten Herzton enthalten sind und ob in ihrer zeitlichen Lage charakteristische Abschnitte erkennbar werden. Gleichzeitig sollte in einer weiteren Untersuchung festgestellt werden, ob gegebenenfalls Beziehungen zwischen diesen Größen und hämodynamischen Daten aufzufinden sind.

M e t h o d i k

Bei mittelgroßen Hundebastarden (17,7 - 22,5 kg) wurden in Morphin- Pentobarbitalnarkose und in Rückenlage Phonokardiogramme über dem punctum maximum des ersten Herztones links parasternal aufgenommen. Als Registriergerät stand ein Phonokardiograph EM 35 der Firma Atlas-AG Bremen, mit einem Kristallmikrophon nach Kayser-Fleischer, den Hochpaßkanälen h , m_2 , m_1 und t (technische Daten bei MAASS und WEBER (21)) und einem Papiervorschub von $100 \text{ mm} \cdot \text{sec}^{-1}$ zur Verfügung. Die gleichzeitig mitgeschriebene EKG-Ableitung II diente als zeitliche Bezugsgröße. Im Kammerkomplex wurde die Spitze von Q einheitlich als Zeitpunkt 0 gewählt.

Für die gleichlaufenden hämodynamischen Untersuchungen wurden zur Druckmessung über die freigelegten großen Halsgefäße je ein handelsüblicher Herzkatheter in den linken bzw. rechten Ventrikel vorgeschoben. Im Verlauf der Einzelexperimente wurde durch Arterenolinfusion der Blutdruck gesteigert, bzw. durch intravenöse Hyderginapplikation gesenkt. Dabei erfolgte die Hydergin-gabe wegen der längeren Wirkungsdauer stets am Ende der Experimentenserie. (Näheres hierüber bei UDLUFT (44)).

Um die Einzelschwingungen besser abgrenzen zu können wurden die zur Analyse ausgewählten Herztöne photo-

graphisch zehnfach linear vergrößert. Diese Vergrößerung ließ die Steilheit der einzelnen Schwingungsanstiege zur Zeitabszisse unverändert, wodurch die Ordinatenwerte bei hohen Frequenzen in den Kanälen h und m_2 , mit ihren steilen Kurvenanstiegen nur ungenau zu messen sind. Daher wurden die photographisch vergrößerten Phonokardiogramme in diesen beiden Kanälen zusätzlich in ihrer Abszisse im Verhältnis 1:4 zeichnerisch gedehnt. Aus den so vorbereiteten Oszillogrammen kann man dann in jeweils gleichem Zeitabstand E die Ordinatenwerte der zu analysierenden Schwingungen genau ablesen. Für diesen Zeitabstand E wurde in den Kanälen h und m_2 zweckmäßigerweise $1/2$ msec, im Kanal m_1 1 msec und im Kanal t 2 msec gewählt.

Bei der Progressiven Analyse werden die gleichabständig gemessenen Ordinatenwerte der Beobachtungsfunktion ($y = c \cdot \cos(\alpha t + \gamma)$) mit einer Versuchsperiode $p_x = \frac{360}{f}$ verglichen, wobei man die Ordinatenwerte fortlaufend mit den entsprechenden trigonometrischen Funktionswerten $\sin$ und $\cos$ der Versuchsperiode multipliziert.

Nach Art der Bildung von Fourierkoeffizienten werden dann die Ordinatenprodukte über eine volle Versuchsperiode summiert (es wird dabei auf die Integralbildung verzichtet, wodurch das mathematische

Verfahren bei hinreichender Genauigkeit wesentlich vereinfacht wird):

$$\frac{p}{2} a = \sum_{v=0}^{p-1} y_v \cdot \cos v \}$$

$$\frac{p}{2} b = \sum_{v=0}^{p-1} y_v \cdot \sin v \}$$

Diese Summierungen werden schrittweise über den gesamten Beobachtungsbereich vorgenommen, wobei die erste Summe z.B. bei einer Versuchsperiode von $p = 8E$, die Ordinatenprodukte y_v von $v = 0$ bis $v = 7$ umfaßt, die zweite von $v = 1$ bis $v = 8$ und so fort, bis das Analysenintervall durch den gesamten Beobachtungsbereich „hindurchgeschoben“ ist.

Die erste Summe entspricht dabei zeitlich der Mitte einer vollen Versuchsperiode, d.h. die Analyse beginnt erst $p/2$ später als der erste Wert der Ordinatenprodukte; demzufolge hört sie auch $p/2$ vor Ende des letzten Produktwertes auf. Dies muß bei der genauen zeitlichen Zuordnung von Beobachtungsbereich und Analyse berücksichtigt werden.

Die sich aus jeder Summierung ergebenden Wertepaare a und b werden als die Komponenten eines Vektors, des sogenannten Periodogrammvektors $\mathcal{P}$ aufgefaßt (Abb.2). Dessen Länge h ($h = \sqrt{a^2 + b^2}$) gibt die Amplitude der analysierten Schwingungen wieder. Aus seinem Richtungswinkel ($\tan \psi = a/b$), nach STUMPPF (39) seine

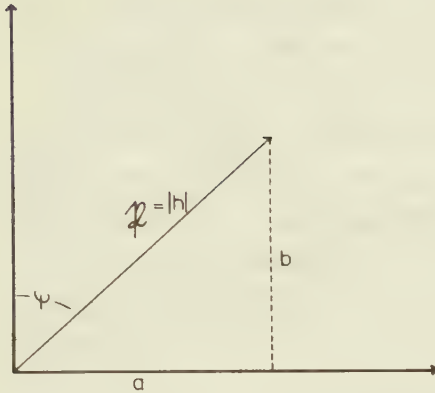


Abb.2 Periodogrammvektor
als Resultante aus
a und b

Phase genannt, läßt sich die Frequenzhöhe ermitteln. Beide sich aus a und b ergebenden Werte brauchen nicht jeweils errechnet zu werden sondern können einfacher aus STUMPF's Periodogrammtafeln (40) entnommen werden. Sie werden dann in Abhängigkeit von der Zeit in Diagramme eingetragen und ergeben so das Phasen- und Amplitudendiagramm (Abb.3).

Die Einzelwerte der Phasenlage des Periodogrammvektors stellen dann eine Gerade dar, wenn im Beobachtungsbereich Frequenzkonstanz vorliegt. Abschnitte aufeinanderfolgender, gleicher Periodogrammvektoralagen werden durch eine sogenannte Ausgleichsgerade zu einer geometrischen Geraden zusammengefaßt. Dies ist besonders deshalb nötig, weil ein in die Rechnung eingehender Störvektor $\mathcal{A}$ (siehe bei MARTH und v. EGIDY (22)) zu einer „Welligkeit“ oder „Kräuselung“ der sonst

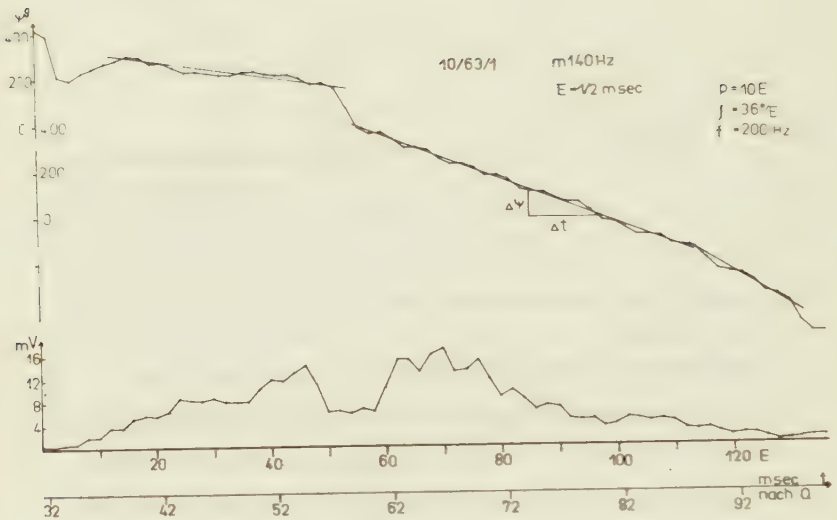


Abb.3 Phasen- (oben) und Amplitudendiagramm (unten) einer im Filterkanal m_2 registrierten Schwingungskurve

linear verlaufenden Vektorlagen führt.

Weicht die Ausgleichsgerade von dem linearen Verlauf ab und nimmt für ein neues Zeitintervall eine andere Lage ein, so liegt zwischen beiden Frequenzabschnitten eine „Unstetigkeitsstelle“ vor, d.h. hier erfolgt ein Frequenzwechsel im Schwingungsbild der Beobachtungsfunktion.

Die Gerade verläuft parallel zur Abszisse, wenn Versuchsfrequenz und Frequenz des Beobachtungsbereiches übereinstimmen (SCHUSTER (36)). Aus der Abweichung der Geraden von der Abszissenparallelen, d.h. aus ihrer positiven oder negativen Steigung kann die Frequenz des Beobachtungsbereiches bestimmt werden. Die Steigung $\frac{\Delta\varphi}{\Delta t}$ in Grad/E gibt die Abweichung der Frequenzzahl ¹⁾ α der gesuchten Periodizität, von der Frequenzzahl ξ der Versuchsperiode an

$$\frac{\Delta\varphi}{\Delta t} = \alpha - \xi \quad \text{oder} \quad \alpha = \frac{\Delta\varphi}{\Delta t} + \xi$$

Die Frequenzzahlen α bzw. ξ haben die Dimension Grad/E.

Da eine volle Versuchsperiode (360°) $\alpha \cdot pE$ bzw. $\xi \cdot pE$

beträgt, ist $\alpha \cdot pE = 360^\circ$

bzw. $\xi \cdot pE = 360^\circ$

$$\alpha = \frac{360}{p} \quad \left[\frac{\text{Grad}}{E} \right]$$

$$\xi = \frac{360}{p}$$

Aufgrund dieser Beziehung läßt sich, da $1E = k \text{ msec}$ ist, die Frequenz der Beobachtungsfunktion nach der Formel

$$f_{BF} = \frac{\alpha \cdot 1000}{k \cdot 360}$$

bzw. die der Versuchsperiode

$$f_{VP} = \frac{\xi \cdot 1000}{k \cdot 360}$$

bestimmen.

1)

Der Frequenzzahl α (bzw. ξ) in der Periodographie entspricht in der Physik die Kreisfrequenz ω , $\omega = \frac{2\pi}{T}$ die Frequenz f wird in der Physik ν genannt, $\nu = \frac{1}{T}$.

Schwebungen zweier Partialwellen ergeben langwellige Störungen, die mit gleicher Periodizität sowohl im Phasen- als auch im Amplitudendiagramm auftreten. Im Phasendiagramm ergeben sie charakteristische Bilder der Phasenlage, an denen sie leicht erkannt werden können. Aus der Schwebungswelle kann man die Frequenz der Überlagerungswelle berechnen. Die Periodizität der Störung ergibt direkt die Differenz der mit der Hauptfrequenz in eine Schwebung eingetretenen Partialwelle.

Bei der Analyse eines jeden Filterkanals wurde die Versuchsperiode mehrfach geändert, so daß pro Kanal mindestens drei, häufig mehr volle Analysenrechnungen vorlagen. Nur Lösungen, die allen gerechneten Analysen entsprachen, wurden als gültig angenommen. Auf diese Weise konnten Fehlermöglichkeiten, z.B. durch zufällig auftretende Scheinfrequenzen (STUMPPF (39)) eliminiert werden.

Aus der Länge (h) des Periodogrammvektors (ρ) (siehe Abb.2) kann man direkt die Amplitude der gesuchten Partialwelle entnehmen. Dabei wird diese Länge sowohl bei konstanten Werten, wie bei zeitlich sich in ihrer Größe ändernden Werten richtig wiedergegeben (MARTH und v.EGIDY (22)). Nur bei stärkerer Abweichung von ρ gegenüber ρ_0 muß eine durch die Analysenrechnung bedingte Abweichung der Amplitude h des Periodogramm-

vektors von der Amplitude c der Partialwelle berücksichtigt werden. Dies geschieht nach der Formel:

$$h = c \cdot \frac{\sin \frac{\alpha - \beta}{2} \cdot p}{\frac{\alpha - \beta}{2} \cdot p}$$

c = Amplitude der gesuchten Partialwelle
h = errechnete Amplitude .

Der gefundene Wert c läßt sich durch Ausmessen der für jeden Kanal mitgeschriebenen Eichzacke (1 mV am Verstärkereingang) in Millivolt angeben.

Die Amplituden müssen, um einen Vergleich zwischen den einzelnen Frequenzkanälen zu ermöglichen, noch auf den Wert im Mikrophonsignal reduziert werden. Dies geschieht mit Hilfe von Kurven des Amplitudenfrequenzganges des Aufnahmegerätes (Abb.4). Diese Kurven geben für die vier Kanäle den Amplitudendurchlaß in Abhängigkeit von der Frequenz an. Es wird deutlich, daß die Amplituden in den niederfrequenten Kanälen gegenüber den höherfrequenten Bereichen wesentlich abgeschwächer zur Darstellung kommen. Nach dem Ansatz:

$$\frac{c \text{ (gefundene Ampl. in mV)}}{\text{filterspez. Ampl. Änderung in \%}} = \frac{x \text{ (gesuchte Ampl. in mV)}}{100 \%}$$

kann die Eingangsamplitude (x) der Partialwelle errechnet werden. Aus deren graphischer, zeitabhängiger Darstellung erhält man die Amplitudenhüllkurven. Diese geben die am Mikrophoneingang tatsächlich vorhanden gewesene Amplitude richtig wieder und erlauben den Ver-

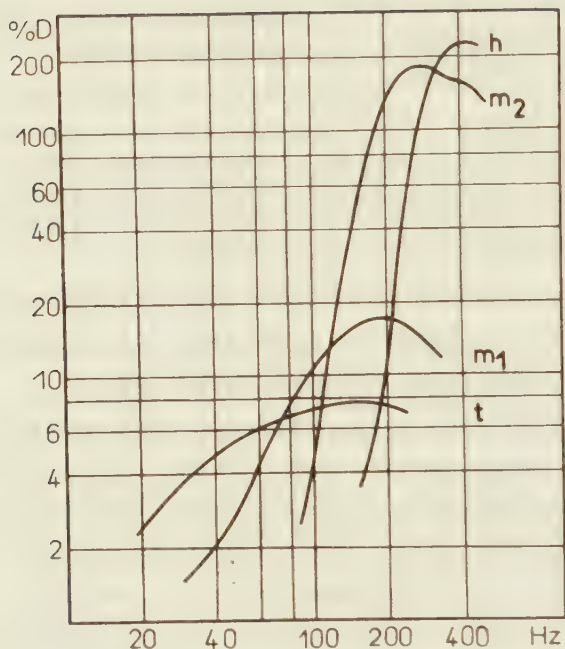


Abb.4 Kurven des Amplitudenfrequenzganges der verschiedenen Filter im Aufnahmegerät

gleich der Amplituden in den verschiedenen Filterkanälen untereinander.

Abschließend wurde in der Abbildung 5 eine synchrone Darstellung einer im Phonokardiographiekanal m_1 registrierten Schwingungskurve mit den frequenzanalytischen

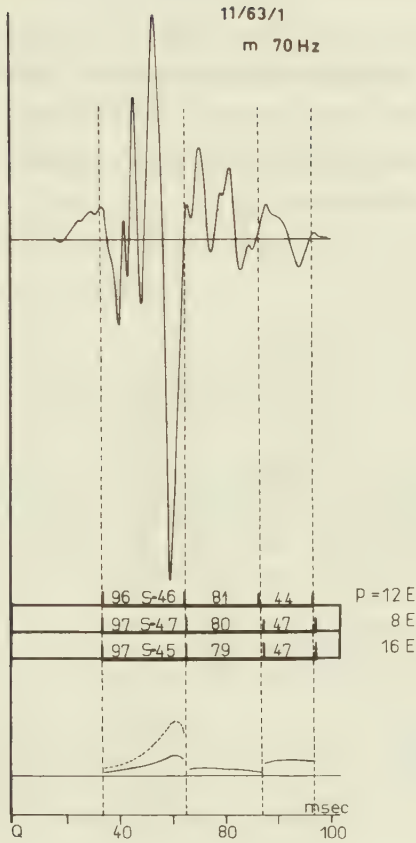


Abb.5 Synchrone Darstellung einer Phonokardiogrammschwingung mit den ermittelten Frequenzhöhen und Amplitudenhüllkurven

Ergebnissen aus dem Phasendiagramm und den entsprechenden, aus dem Amplitudendiagramm nach dem oben angegebenen Verfahren ermittelten Amplitudenhüllkurven,

aufgezeichnet. Dabei wird deutlich, daß sich allein aus dem Schwingungsbild kein sicherer Anhalt für die Frequenz- und Amplitudenhöhe ergibt. Die Grenzen der Partialwellen untereinander, sowie Schwebungen aus Überlagerung zweier Partialwellen können ebenfalls nicht genau erkannt werden.

E r g e b n i s s e

Einer genauen Frequenzanalyse in den vier Kanälen h , m_2 , m_1 und t wurden 17 erste Herztöne aus insgesamt drei Tierversuchen mit Hilfe von 194 Einzelanalysen unterzogen. Ein typisches Bild der zeitlichen Verteilung der Partialwellen mit ihren Frequenzwerten zeigt die Abbildung 6:

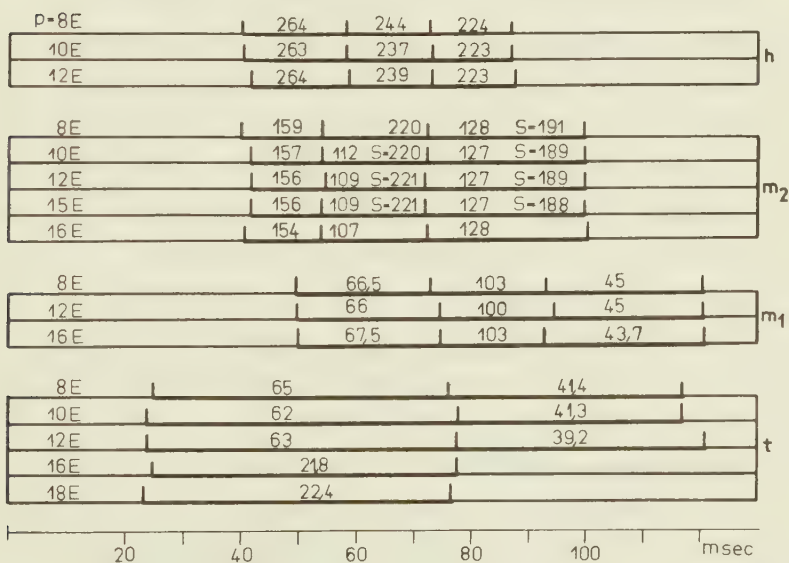


Abb.6 Einzelanalysenergebnis eines ersten Herztones in den vier Tonkanälen

Man erkennt in den hochfrequenten Phonokardiographiekanälen h und m_2 drei (bei anderen, hier nicht er-

örterten ersten Herztönen, manchmal auch vier) Zeitbereiche mit verschiedenfrequenten Partialwellen. In einzelnen Abschnitten liegt eine Schwebungsüberlagerung (S) mit einer zweiten Partialwelle vor. Auffallend ist, daß in beiden Kanälen eine gleiche Zeitgrenze der Einzelschwingungen, nämlich bei 72 msec (nach EKG-Q) aufzufinden ist. Dagegen scheinen die übrigen Zeitgrenzen keine sicheren Beziehungen zueinander zu haben.

Die Analysen des Kanals m_1 zeigen dagegen ein anderes Bild als die beiden hochfrequenten Kanäle. Hier wird nur ein Zeitbereich von Beginn des Tones, bis zu der mit den Kanälen h und m_2 synchron liegenden Zeitmarke bei 72 msec angetroffen. Im zweiten Tonanteil finden sich bei den Partialwellen wieder keine sicheren Beziehungen zu den entsprechenden Zeitbereichen der Kanäle h und m_2 .

Der Kanal t läßt bezüglich seiner Partialwellen nur eine Zweiteilung erkennen. Die beiden Tonanteile werden durch einen Einschnitt, der etwa zwischen 75 und 77 msec liegt, voneinander getrennt. Diese Zeitmarke stimmt also mit der, in den Kanälen h, m_2 und m_1 aufgefundenen Trennungslinie, mit einer geringen Abweichung, die innerhalb der Fehlerbreite der Methode liegt, überein. Außerdem liegt im Kanal t beim ersten Anteil des Tones eine Schwebungsüberlagerung mit der

Partialwelle vor, die im Kanal m_1 über den gleichen Zeitbereich singularär angezeigt wird. Bei den Analysen mit den größten Intervallen (16E und 18E) ergab sich für den zweiten (kürzeren) Tonanteil keine zusammenhängende Folge der Phasenlagen des Periodogrammvektors.

In der nächsten Abbildung (7) sind die auf den Mikrophoneingang des Phonokardiographiergerätes umgerechneten Amplitudenhüllkurven der registrierten Partialwellen

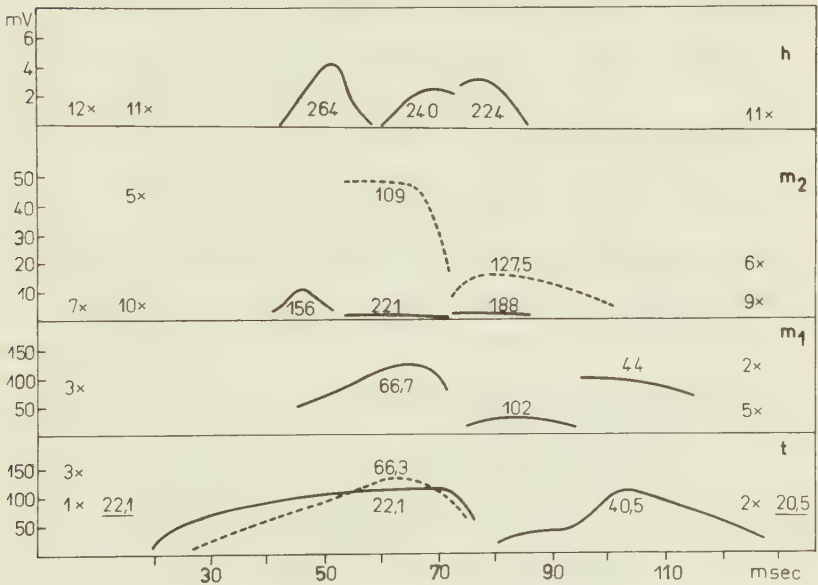


Abb.7 Amplitudenhüllkurven des beschriebenen ersten Herztones

aufgezeichnet. Sie wurden mit der in der Methodik erläuterten Rechenkorrektur durch die Kurven des Amplitudenfrequenzganges des Aufnahmegerätes ermittelt, es liegt nun keine Verfälschung der Amplituden mehr vor.¹⁾

Die angegebenen Frequenzen sind jeweils die Mittelwerte der in der vorigen Abbildung dargestellten Einzelanalysenergebnisse. Auch hier kommt wieder der bei 72 - 75 msec liegende, in allen Kanälen synchrone, Einschnitt zur Darstellung. Vor diesem Einschnitt erkennt man bei den Amplitudenhüllkurven der hochfrequenten Kanäle h und m_2 einzelne Amplitudenmaxima, d.h. ein An- und Abschwellen der über diese Einzelbereiche registrierten Tonanteile.

Im Gegensatz dazu findet sich in den beiden niederfrequenten Kanälen eine kontinuierliche Zunahme der Schwingungsamplitude bis kurz vor den Zeitpunkt des Abbruches des ersten Tonanteiles. Dieses unterschiedliche Verhalten der Partialwellen in den nieder- und hochfrequenten Kanälen wird später in der Diskussion noch zu erörtern sein.

Nach der Trennungslinie setzt der zweite Tonanteil, besonders gut in den Kanälen h und m_2 erkennbar, zunächst mit hoher Amplitude ein, die dann wie eine Ex-

¹⁾ Diese Hüllkurven geben jetzt die Schwingungsamplituden an der Thoraxoberfläche in ihrer Beziehung untereinander richtig wieder.

ponentialfunktion bis zum Ende des Tones hin abfällt.

Betrachtet man nun die Frequenzwerte der Partialwellen in den entsprechenden Zeitbereichen und verschiedenen Kanälen genauer, so erkennt man, daß die Einzelfrequenzen 22,1 Hz, 66,7 Hz, 109 Hz, 156 Hz, 221 Hz, 240 Hz und 264 Hz mit einer geringen Abweichung als ganzzahlige Vielfache von 22 Hz aufgefaßt werden können. Danach stellen die deren Ein-, Drei-, Fünf-, Sieben-, Zehn-, Elf- und Zwölffaches dar. Die 22 Hz-Welle kann man daher als Grundfrequenz ansehen, auf der der gesamte erste Tonanteil aufgebaut ist.

Gleichermäßen läßt sich auch für den Tonanteil nach der Trennungslinie bei 72 - 75 msec eine Reihe von ganzzahligen Vielfachen im Frequenzaufbau erkennen. Es handelt sich bei den Partialwellen hier um das Zwei-, Fünf-, Sechs-, Neun- und Elffache der Grundfrequenz von 20,5 Hz.

Die nächste Abbildung (8) zeigt das Einzelanalysenergebnis eines ersten Herztones aus einer weiteren Versuchsreihe eines anderen Tieres. Man sieht hier in den Kanälen h und m_2 ebenfalls verschieden lang andauernde Partialwellen, sowie eine synchrone Zeitgrenze, die den Ton bei etwa 60 msec in einen ersten und zweiten Abschnitt teilt. Dabei weist der Kanal m_2 abweichend vom vorigen Versuch diesmal nur zwei

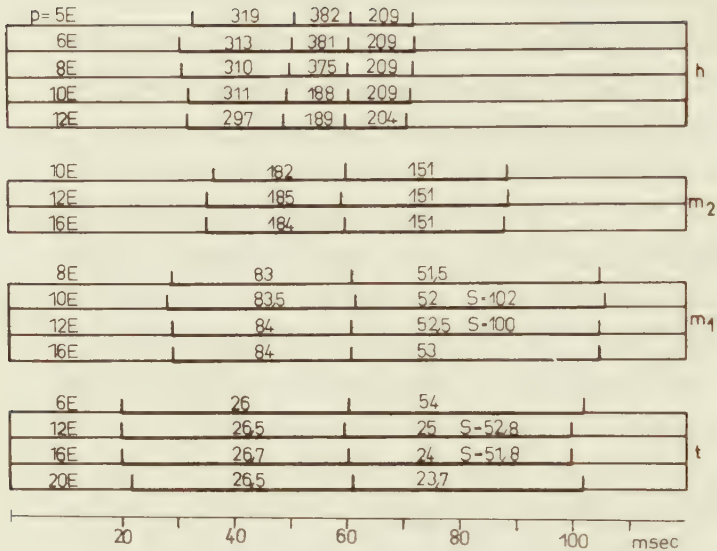


Abb. 8 Analysenergebnis eines weiteren ersten Herztones

Partialwellen auf, womit er dem Aufbau der beiden niederfrequenten Kanäle des oben beschriebenen Tones ähnelt. Das gleiche Bild bieten die Analysenergebnisse der Kanäle m_1 und t . Auch hier findet sich eine Zweiteilung, wobei die Trennungslinie bei 60 msec mit der der beiden hochfrequenten Kanäle übereinstimmt.

Die Abbildung 9 zeigt die auf den Pegel des Mikrophonsignales reduzierten Amplitudenhüllkurven der Einzelfrequenzen aus diesem Versuch. Dabei ist leicht

festzustellen, daß der Aufbau der einzelnen Tonschwingungen weitgehend mit dem des vorigen Tones übereinstimmt. Es finden sich auch hier im ersten Tonanteil ansteigende Amplituden, die kurz vor der synchronen Trennungslinie aller vier Kanäle stark abfallen, wohingegen die Amplituden des zweiten Tonanteiles mit hohen Werten einsetzen und dann wie gedämpfte Schwingungen ausklingen. Es zeigt sich also gewissermaßen ein spiegelbildliches Verhalten.

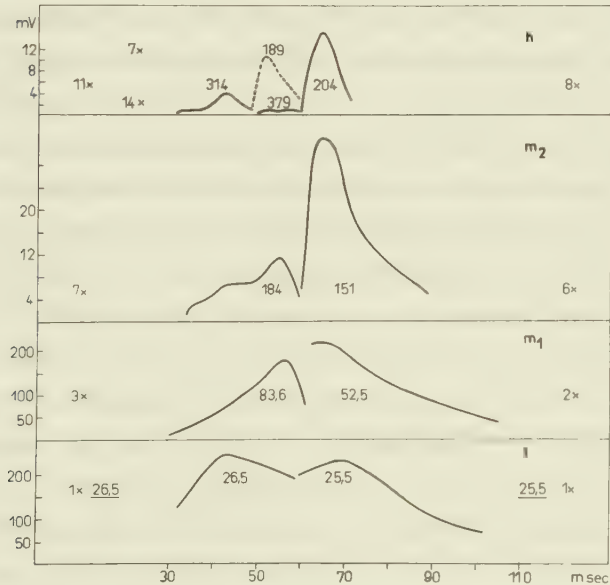


Abb.9 Amplitudenhüllkurven zu den Partialwellen von Abb.8

Die Einzelwerte der Frequenzen in den verschiedenen Kanälen lassen die Partialwellen des ersten Tonanteiles als ganzzahliges Vielfaches von 26,5 Hz (Ein-, Drei-, Sieben-, Elf- und Vierzehnfache) erkennen. Im zweiten Tonanteil beträgt die Grundfrequenz 25,5 Hz, die übrigen Partialwellen bilden das Zwei-, Sechs- und Achtfache hiervon.

Bei einer dritten Versuchsserie sah schließlich der Tonaufbau ebenso wie die beiden oben beschriebenen aus (auf die Abbildungen wird verzichtet). Die gemeinsame Trennungslinie liegt bei 68 msec, es finden sich ansteigende Amplituden im ersten und abfallende im zweiten Tonabschnitt. Der erste Tonanteil ist aus dem Zwei-, Vier-, Acht-, Zehn-, Elf- und Dreizehnfachen der Grundfrequenz von 23,5 Hz aufgebaut, dem zweiten Anteil liegt eine Frequenz von 20 Hz mit ihrem Vier-, Acht- und Fünfzehnfachen zugrunde.

D i s k u s s i o n

Die gesamten vorliegenden Frequenzanalysen von 17 ersten Herztönen an Hunden in Narkose zeigen ein einheitliches Bild: in den Kanälen t und m_1 , manchmal auch in m_2 findet sich eine deutliche Zweiteilung des Schwingungsbildes. Die Amplitudenhüllkurven verlaufen im ersten Abschnitt ansteigend, bis zu einem in allen Kanälen synchronen Zeitpunkt. Danach setzen neue Partialwellen mit anderen Frequenzwerten ein, deren Amplitudenbild einen fast spiegelbildlichen Verlauf zeigt: sie setzen mit hohen Werten ein und klingen dann langsam ab.

Im Kanal h und meistens auch in m_2 läßt sich das eben beschriebene Verhalten nur für den zweiten Tonanteil bestätigen. Zur Zeit des ersten Anteiles dagegen finden sich meistens zwei, bei weiteren ersten Herztönen dieser Versuchsreihe, die im einzelnen hier nicht beschrieben wurden, auch drei Partialwellen, die nicht den oben geschilderten Amplitudenverlauf erkennen lassen. Sie haben jedoch alle gemeinsam, daß sie innerhalb des ersten Tonanteiles frequenzmäßig als Vielfache zu derselben Grundfrequenz (im Bereich von 22 - 26 Hz) passen.

Wegen des wechselvollen Verhaltens der wiedergegebenen Partialwellen in den Kanälen h und m_2 zur Zeit des

ersten Tonanteiles, die zeitlich und in ihrer Anzahl inkonstant registriert wurden, ist anzunehmen, daß es sich hierbei um eine Auswahl handelt, die durch die Filtercharakteristik der Aufnahmeapparatur bedingt ist. Die im Phonokardiogramm zur Darstellung kommenden Partialwellen würden nach dieser Auffassung in den hochfrequenten Kanälen h und m_2 ihre Wiedergabe der Frequenzcharakteristik der Hochpaßfilter verdanken; sie werden dann von anderen Partialwellen in ihrer Wiedergabe abgelöst, wenn deren originäre (im Mikrophonsignal) Amplitude und Frequenz zufällig für den Durchlaß durch das betreffende Filter besser geeignet sind. Diese Annahme ist vor allem dadurch begründet, daß häufig bei einem Wechsel der Frequenz, (d.h. bei einer Richtungsänderung der Ausgleichsgeraden im Phasendiagramm des Periodogrammvektors) keine Veränderung der Amplitudenhöhe des Periodogrammvektors im Amplitudendiagramm eintritt. Die tatsächlich vorhandenen Amplitudenunterschiede ergeben sich erst aus der Reduzierung der ermittelten Amplitudenwerte mit Hilfe von Eichkurven der Aufnahmeapparatur (Amplitudenfrequenzgang) auf den Eingangspegel am Mikrophon. Daß der Wechsel der Partialwellen während des ersten Tonanteiles in den höherfrequenten Kanälen nicht zu der Annahme einer anderen Schwingungsursache zu führen braucht, wird auch dadurch erkennbar, daß alle Partial-

wellengruppen der zur Frage stehenden Zeitbereiche in das gleiche Grundton- Obertonsystem passen.

Die geschilderten Grundton- Obertonbeziehungen ließen sich bei allen analysierten ersten Herztönen auffinden und zwar nicht nur im ersten, sondern regelmäßig auch im zweiten Tonanteil. Diese Beobachtung läßt den Schluß zu, daß die aufgenommenen Schwingungen während der Dauer dieser Grundton- Obertonkomplexe auf das gleiche schwingende System als Schallquelle zurückzuführen sind. Man kann demnach für die registrierten Partialwellen im entsprechenden Zeitbereich nur eine einzige Schallquelle als Ursache annehmen. Innerhalb des ersten und zweiten Tonanteiles ließen sich keine Partialwellen auffinden, die nicht in die Obertonreihe paßten und einer weiteren Schallquelle zugeordnet werden müßten.

Die gleichzeitig in allen Phonokardiographiekanälen auftretende Trennungslinie bei sämtlichen analysierten ersten Herztönen, die außerdem noch Schwingungsgruppen mit unterschiedlicher Grundfrequenz trennt, ist im Gegensatz zu den Grenzen der Partialwellen im ersten Tonanteil in den hochfrequenten Kanälen sicher als ein Zeichen dafür anzusehen, daß zu diesem Zeitpunkt ein Wechsel in der Mechanik der Tonentstehung des ersten Herztones stattfindet. Dieser Einschnitt liegt bei 60, bzw. 72-75 msec nach der Zeitmarke 0 (Q-Zacke

im EKG), d.h. nach der ersten Hälfte bis dem zweiten Drittel des ersten Herztones.

Wie sich nun aus den gleichzeitig vorgenommenen hämodynamischen Untersuchungen ergibt, fällt zeitlich mit dieser Inzisur, die die beiden Tonanteile voneinander trennt, die Aortenklappenöffnung zusammen (UDLUFT (44)). Dieser Zeitpunkt kann aus dem Verlauf der Ventrikeldruckkurve entnommen werden. Sie nimmt nämlich von hier an in ihrer Steilheit ab, da nun ein Teil der Kontraktionskraft zur Beschleunigung der im Ventrikel befindlichen Blutmenge verbraucht wird. Dieser „Wendepunkt“ signalisiert die Aortenklappenöffnung (SHAH, MORI, McCANON (37); SCHAPER, LEWI, JAGENAU (33)). Es ist so möglich, die Öffnung der Aorten- bzw. Pulmonalklappe elektronisch durch Differenzierung der Druckkurven nach der Zeit zu bestimmen.

Die Schwingungen des ersten Tonanteiles beginnen konstant einige Millisekunden nach Einsetzen des linksventrikulären Druckanstieges und haben zum rechtsventrikulären Druckanstieg keine sichere Beziehung (UDLUFT) (44)). Der erste Tonanteil kann demnach der Phase der isometrischen Kontraktion des linken Ventrikels zugeschrieben werden. Mit RUSHMER (31) sehen wir den Schwingungsanstoß darin, daß mit Umkehr des Druckgradienten an der Mitralklappe bei beginnender Ventrikelkontraktion die dabei in Bewegung gesetzte

Blutmenge die Klappe schließt und spannt, wodurch die Bewegung abgestoppt wird. Der Klappenschluß erfolgt dabei ohne Tonbildung (HESS (10)). Die abgebremste Blutmasse setzt eine Kraft frei, die von der Masse des in Bewegung gesetzten Blutes und von der Geschwindigkeit, mit der sie bewegt wurde, abhängig ist. Diese Kraft versetzt das elastische linke Ventrikelsystem in Schwingungen, dessen schwingende Masse wir vor allem in dem Blutinhalt und dessen Rückstellkräfte wir in der Ventrikelwand und dem Klappenapparat sehen. Der Schnelligkeit des Druckanstieges kommt nach WIGGERS (49), WEISSEL (48) und WOLTER (50) besondere Bedeutung zu, da dadurch die Amplitudenhöhe mitbestimmt wird (v. EGIDY (4)).

Die Schwingungen des zweiten Tonanteiles setzen nach der Aortenklappenöffnung mit beginnender Austreibung ein. Dabei trifft die aus dem Ventrikel ausgeworfene Blutmenge auf die im arteriellen Gefäßsystem vorhandene Blutsäule. Als erneuter Schwingungsanstoß für das Ventrikelsystem kommen dabei mehrere Faktoren in Frage: einmal die plötzliche Abbremsung und Bewegungsumkehr der Blutsäule in der Aorta ascendens, die während der Diastole in Richtung auf die Coronararterien strömt, zum anderen die Rückstoßkräfte bei beginnender Austreibung und schließlich die plötzliche Änderung des Arterienumfanges, der sich bis zur Aortenklappenöffnung (diastolisch) verringert, nun aber plötzlich

stark vergrößert wird (elastische Wanddehnung). Unter normalen Bedingungen haben die Semilunarklappen selbst keinen Einfluß auf den ersten Herzton. Ihre Öffnung erfolgt lautlos, da sie vom gespannten in einen entspannten Zustand übergehen (GMACHL (8)).

Aufgrund der zeitlichen Beziehungen der zwei Tonanteile zum linksventrikulären Druckanstieg und zur Aortenklappenöffnung sind also beide dem linken Ventrikel zuzuordnen. Partialwellen, die einer weiteren Schallquelle entsprechen könnten, ließen sich dagegen nicht auffinden. Das gleiche Ergebnis wurde bei allen anderen analysierten und im einzelnen hier nicht dargestellten ersten Herztönen ebenfalls gefunden (s. UDLUFT (44)). Das würde mit den Ergebnissen anderer Autoren übereinstimmen, die rechtsventrikuläre Tonschwingungen gegenüber linksventrikulären im Normalfall nur sehr schwach bzw. gar nicht registrieren konnten (LEWIS, DEITZ, WALLACE und BROWN (19); HULTGREN und LEO (13); KELLY (15, 16), SAKAMOTO, KUSUKAWA, McCANON und LUISADA (32); SHAH et al. (37); WEBER (46)).

Die Zweiteilung des ersten Herztones ist von verschiedenen Autoren als Ausdruck einer Ventrikelasynchronie aufgefaßt worden (HOLLDACK (12), LEATHAM (18), McKUSICK und Mitarbeiter (24), HEINTZEN (9) u.a.). Andere haben den zweiten Tonabschnitt als Austreibungsteil gewertet (MAASS und WEBER (21), LEWIS und Mitarbeiter (19), MOSCOVITZ

und Mitarbeiter (26), SCHÜTZ (35), ORIAS (28), ORIAS und BRAUN-MENENDEZ (29), ENGELBERTZ und Mitarbeiter (5), WIGGERS (49). Die vorgetragenen Ergebnisse sind als weitere Stütze für die Einteilung des ersten Herztones in einen Anspannungs- und einen Austreibungsteil aufzufassen, zumal der Abstand der Trennungslinie (zwischen beiden Tonanteilen) vom Tonbeginn größer ist, als die beim Hund gemessenen und plausiblen Werte für eine Asynchronie zwischen linkem und rechtem Ventrikel (di BARTOLO (1), sowie eigene Messungen).

Bei einer vergleichenden Betrachtung der Grundfrequenzhöhe im ersten und zweiten Tonanteil findet sich regelmäßig im zweiten Abschnitt eine etwas niedrigere Grundfrequenz als im ersten. Grundsätzlich kann eine Frequenzänderung dann eintreten, wenn sich die Rückstellkräfte oder die Masse im schwingenden System verändern oder ein anderes System zum Schwingen angeregt wird. Bei seiner niedrigeren Grundfrequenz müßten die Rückstellkräfte im zweiten Tonanteil bei gleicher Masse geringer geworden sein. Dies ist aber unwahrscheinlich, da ja die Spannungen der Ventrikelwand, der Klappen, sowie der Wandung des arteriellen Gefäßsystems mit fortschreitender Ventrikelkontraktion nicht ab- sondern zunehmen. Die infrage kommenden Rückstellkräfte können also nicht kleiner werden. Demgegenüber erscheint es aber möglich, daß die durch die Aortenklappenöffnung

hergestellte engere Kopplung des blutgefüllten Ventrikels an das arterielle Gefäßsystem mit seiner Blutsäule ein größeres, Schwingungsfähiges Gebilde schafft, also eine funktionelle Massenzunahme bewirkt. Dieses Schwingungssystem würde wegen seiner größeren Masse eine niedrigere Grundfrequenz besitzen, womit die Frequenzabnahme erklärt werden könnte.

Gegen die Annahme, daß es sich bei den Tonanteilen um Schwingungen des Herzens als Ganzes etwa im Sinne von Nachschwingungen des Herzspitzenstoßes handelt, spricht die relativ hohe Frequenz der analysierten Tonbereiche. Nimmt man beispielsweise beim Menschen die Masse des blutgefüllten Herzens mit etwa 500g an, so müßte bei einer Frequenz von 150 Hz das Herz im Thoraxraum an einem Material befestigt sein, dessen Elastizitätsmodul um mehrere Größenordnungen höher liegt, als eine ideal gummi-elastische Substanz (FUCHS (7), vgl. bei KOHLRAUSCH (17)). Entsprechendes gilt in ähnlicher Weise auch für die Verhältnisse am Hundeherzen.

Die Beziehungen der Obertöne zu dem jeweiligen Grundton in Form des ganzzahligen Verhältnisses wären nicht zu erwarten, wenn es sich bei der Schallquelle um schwingende Membranen (Klappen) handeln würde. In diesem Falle müßte man Obertöne im gebrochenen Zahlenverhältnis zur Grundfrequenz finden (TRENDELENBURG (41)). Die ganzzahligen Obertonreihen passen dagegen zu einem

Kugelstrahler als Schwingungsquelle (TRENDELENBURG (41)). Die hier vorgetragenen Ergebnisse sind mithin eine weitere Stütze für die Annahme, daß beim ersten Herztton Klappen, Muskelwand und Blutfüllung das schwingende System darstellen (HESS (10), SCHÜTZ (34), RUSHMER (31)).

Wie bereits erörtert, zeigen die Amplitudenhüllkurven (besonders gut in den Kanälen m_1 und t zu erkennen) zunächst einen ansteigenden Verlauf bis zu der in allen Kanälen synchronen Trennungslinie. Danach setzen neue Partialwellen ein, deren Amplitudenhüllkurven einen umgekehrten Verlauf zeigen: sie beginnen mit hohen Werten und klingen dann langsam ab. Dieser Kurvenverlauf im zweiten Tonanteil gleicht dem Schwingungsbild, das eine Schallquelle hervorruft, die nach einem Anstoß nun in gedämpften Schwingungen ausklingt (TRENDELENBURG (43), POHL (30)). Soweit würde der Amplitudenhüllkurvenverlauf auch den Erregungsvorgängen am Herzen und dem Ablauf der Hämodynamik entsprechen. Man muß aber beachten, daß bei der Registrierapparatur, speziell bei den Hochpaßfiltern, die Einschwingvorgänge, wenn sie auch nur kurz andauern, doch eine gewisse Rolle spielen, denn sie benötigen etwa 2-3 Halbschwingungen (MAASS und WEBER (21), van VOLLENHOFEN und Mitarbeiter (45), sowie eigene Messungen). Entsprechend der größeren Wellenlänge dauern die Ein-

schwingvorgänge in den niederfrequenten Kanälen länger an als in den hochfrequenten, wodurch das registrierte Bild der Amplitudenhüllkurven mitbedingt sein kann.

Der exponentielle Abfall der Kurven im zweiten Tonanteil geht demnach sowohl auf Ausschwingvorgänge in den Filtern, als auch auf gedämpftes Abklingen der Schwingungsamplitude zurück. Eine Differenzierung zwischen beiden Ursachen konnte in dieser Versuchsreihe nicht vorgenommen werden.

Betrachtet man die Zahlenwerte der Grundfrequenzen aus allen drei erörterten Versuchen, so kann man feststellen, daß diese in den Versuchen 9/63/1-6 und 11/63/1-6 etwa gleich hoch sind: 21,9 Hz bzw. 22,9 Hz im ersten und 20,7 Hz bzw. 20,0 Hz im zweiten Tonanteil (Mittelwerte). Demgegenüber ist im Versuch 10/63/1-5 die Grundfrequenz mit 25,9 Hz im ersten und 23,9 Hz im zweiten Tonanteil deutlich höher. Umgekehrt verhalten sich die Körpergewichte der Versuchstiere: Hund 2 wog mit 17,7 kg wesentlich weniger als die Hunde 1 und 3 mit 21,3 kg und 22,5 kg (vgl. Tabelle). Die Ursache hierfür könnte in einer geringeren Herzgröße und einem geringeren Herzgewicht des kleineren Tieres liegen, da eine geringere schwingende Masse eine höhere Eigenschwingungszahl, also eine höhere Frequenz bedingt. Weitere Untersuchungen werden zeigen, ob sich diese Verhältnisse regelmäßig finden.

Tabelle:

Versuchsserie	Grundfrequenz	Grundfrequenz	Gewicht
	1.Tonanteil	2.Tonanteil	
1. 9/63/1-6	20,5-23,5 Hz	19,5-22,5 Hz	21,3 kg
	M 21,9 Hz	M 20,7 Hz	
2. 10/63/1-5	25,5-26,5 Hz	23,0-25,5 Hz	17,7 kg
	M 25,9 Hz	M 23,9 Hz	
3. 11/63/1-6	22,5-23,5 Hz	18,9-21,0 Hz	22,5 kg
	M 22,9 Hz	M 20,0 Hz	

Welche modifizierenden Einflüsse außerdem noch auf die kleinere Thoraxgröße und -masse zurückzuführen sind, läßt sich aus dieser Versuchsreihe nicht erschließen und wird Gegenstand von noch folgenden Untersuchungen sein.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Nach einem von STUMPPF angegebenen periodographischen Verfahren wurden nach einer Modifikation von MARTH und v. EGIDY erste Herztöne von Hunden in Narkose frequenzanalytisch untersucht. Alle analysierten Herztöne zeigten einen einheitlichen Aufbau, es fanden sich zwei Tonanteile in Form von Grundton-Obertonkomplexen im ganzzahligen Verhältnis zueinander. Der zweite Tonanteil besitzt dabei stets eine geringere Grundfrequenzhöhe als der erste. Aus hämodynamischen Daten konnte bei einer weiteren Untersuchung der linke Ventrikel als Tonquelle ermittelt werden. Beide Tonanteile werden durch die Aortenklappenöffnung getrennt. Schwingungen die einer weiteren Schallquelle zugeordnet werden könnten, ließen sich nicht auffinden. Die Frequenzänderung des ersten Herztones wird im Rahmen seiner Entstehungsweise erläutert. Herzgröße und Herzmasse haben offenbar Einfluß auf die Frequenzhöhe des ersten Herztones.

L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

1. Bartolo, G. di, D. Nunez-Dey, G. Muiesan, D. M. McCanon,
A. A. Luisada Hemodynamic correlates of the
first heart sound. Am. Journ. of Phys. 201,
888-892 (1961)
2. Blume, H. Über die Analyse kurzer Kurvenzüge.
Ztschr. f. angew. Mathematik und Mechanik 23,
346-358 (1943)
3. Blume, J., A. Dönhardt, O. Hülhnagen Erste Ergebnisse
der Auswertung von Herzschallkurven mit
Hilfe einer neuen Analysiermethode. Ztschr.
f. Krsllfrrschg. 38, 533-546 (1949)
4. Egidy, H. v. Amplituden-zeitanalytische Untersuchungen
des ersten Herztones. Ztschr. f. Krsllfrrschg.
52, 1211-1220 (1963)
5. Engelbertz, P., A. Lüttcke, H. Zipp Herzschallstudien
bei Lagewechsel. 4. Mitteilung: Über den
gespaltenen ersten Herzton. Ztschr. f.
Krsllfrrschg. 44, 161-177 (1955)
6. Freystedt, E. Das „Tonfrequenzspektrometer“, ein Fre-
quenzanalysator mit äußerst hoher Ana-
lysiergeschwindigkeit und unmittelbar sicht-
barem Spektrum. Ztschr. f. techn. Physik 16,
533-539 (1935)
7. Fuchs, G. Mathematisch-physikalische Untersuchungen

- zur Entstehung der Schallerscheinungen an gesunden Herzen. Arch.f.Krslffrschg. 29, 107-146 (1959)
8. Gmachl, E. Zum Problem der Entstehung des ersten Herztones. Ztschr.f.Krslffrschg. 41, 512-523 (1952)
9. Heintzen, P. The genesis of normal split first heart sound. Am.Heart Journ. 62, 332-343 (1961)
10. Hess, W.R. Die Entstehung des ersten Herztones. Dtsch.Arch.f.klin.Med. 132, 69-95 (1920)
11. Holldack, K. Grenzen der Herzauskultation. Sitzungsber.d.Akad.d.Wissschft.Heidelberg (1949)
4.Abhdlg. 107-147
12. Holldack, K. Kuhn, E. Heller, A. Beurteilung der Herz-
dynamik aus der Amplitude des ersten Herz-
tones. Verhdlg.d.Dtsch.Ges.f.Krslffrschg.
21, 428-429 (1955)
13. Hultgren, H.N., Th.F. Leo The Tricuspid Component of
the First Heart Sound in Mitral Stenosis.
Circulation 18, 1012-1016 (1958)
14. Keidel, W.D. Über eine neue Methode zur objektiven
Frequenzanalyse der Auskultationsphänomene.
Arch.f.Krslffrschg. 17, 72-103 (1951)
15. Kelly, J.J. Diagnostic Value of Phonocardiography in
Mitral Stenosis (Mode of Production of
First Heart Sound). Am.Journ.of Med. 19,
862-868 (1955)

16. Kelly, J.J. Origin of the Heart Sounds. Circulation
16, 273-276 (1957)
17. Kohlrausch, F. Lehrbuch der praktischen Physik
B.G. Teubner Leipzig-Berlin 15. Auflage (1927)
206-211, 233, 801
18. Leatham, A. Splitting of the first and second heart
sounds. Lancet 267, II 607-613 (1954)
19. Lewis, D.H., Deitz, G.W., J.D. Wallace, I.R. Brown
Present Status of Intracardiac Phonocardiography. Circulation 18, 991 (1958)
20. Maass, H. Methodische Fortschritte und Standardisierung. Verh. d. Dtsch. Ges. f. Kardiologie. 20,
326-339 (1954)
21. Maass, H., A. Weber Herzschnallregistrierung mittels
differenzierender Filter. Eine Studie zur
Herzschnallnormung. Cardiologia 21, 774-
794 (1952)
22. Marth, A., H. v. Egidy Ein Beitrag zur frequenzanalytischen Untersuchung des ersten Herztones.
Arch. f. Kardiologie. 41, 165-186 (1963)
23. McKusick, V.A. Cardiovascular Sound in Health and
Disease. Williams and Wilkins, Baltimore (1958)
24. McKusick, V.A., W.P. Reagan, G.W. Santos, G.N. Webb
The Splitting of Heart Sounds (A Spectral
Phonokardiographic Evaluation of Clinical
Significance). Am. Journ. of Med. 19,
849-861 (1955)

25. Meyer-Eppler, W. Die Untersuchung von Schwingungsvorgängen mit dem Projektionsperiodographen. Ztschr.f.Instrumentenkunde 63, 341-355 (1943)
26. Moscovitz, H.L., E.Donoso, I.J.Gelb, W.Welkowitz Intracardiac Phonocardiography. Correlation of Mechanical, Acoustic and Electric Events of the Cardiac Cycle. Circulation 18, 983-988 (1958)
27. Oberhoffer, G. Zur Methodik der Frequenzanalyse der Herztöne. Verh.d.Dtsch.Ges.f.Krslffrschg. 20, 369-374 (1954)
28. Orias, O. The Genesis of Heart Sounds. New Engl.Journ. of Med. 241, 763-769 (1949)
29. Orias, O., E.Braun-Menendez The Heart Sounds in Normal and Pathological Conditions. Oxford University Press.London (1939)
30. Pohl, R.W. Mechanik, Akustik und Wärmelehre. Springer Berlin-Göttingen-Heidelberg 16.Auflage (1964) 168-170
31. Rushmer, R.F. Cardiovascular Dynamics. W.B.Saunders Philadelphia Ed.II (1961) Chapter 11: Cardiovascular Sounds 300-328
32. Sakamoto, T., R.Kusukawa, D.M.McCanon, A.A.Luisada Hemodynamic Determinants of the Amplitude of the First Heart Sound. Circ.Res. 16, 45-57 (1965)

33. Schaper, W.K.A., P.Lewi, A.H.M.Jagenau The Determinants of the Rate of Change of the Left Ventricular Pressure (dp/dt) Arch.f.Krslffrschg. 46, 27-41 (1965)
34. Schütz, E. Physiologie der Herztöne (Ergebnisse der Herzschriftschreibung). Erg.d.Phys.u.exp. Pharm. 35, 632-711 (1933)
35. Schütz, E. Physiologische Grundlagen der Phonokardiographie. Ver.d.Dtsch.Ges.f.Krslffrschg. 20, 305-326 (1954)
36. Schuster, A. On the investigation of hidden periodicities. Terra Magna Bd. 3 (1898)
37. Shah, P.M., M.Mori, D.M.McCanon, A.A.Luisada Hemodynamic correlates of the various components of the first heart sound. Circ.Res. 12, 386-392 (1963)
38. Simon, K. W.Ruppel Frequenzanalysen von Herztönen mit einem neuen Herztonspektrographen Med.Monatsschr. 18, 317-321 (1964)
39. Stumpff, K. Grundlagen und Methoden der Periodenforschung. Springer Berlin (1937)
40. Stumpff, K. Tafeln und Aufgaben zur Harmonischen Analyse und Periodogrammrechnung. Springer Berlin (1939) 80-110 u. 133-172
41. Trendelenburg, F. Einführung in die Akustik Springer Berlin-Göttingen-Heidelberg (1961) 78-80, 130-135

42. Trendelenburg, F. Physikalische Grundlagen der Herzschallregistrierung. Verh.d.Dtsch.Ges.f. Krsllffrschg. 20, 293-304 (1954)
43. Trendelenburg, F. Über physikalische Eigenschaften der Herztöne. Wisschftl. Veröffentlichungen des Siemens-Konzern 6/2, 184-208 (1928)
44. Udluft, W. Korrelationen zwischen frequenzanalytisch gewonnenem Tonspektrum des ersten Herztones und Hämodynamik. Dissertation Mainz (1966)
45. Vollenhofen, E. van, I. J. C. Somer, H. A. Reuver, T. Dorenbos Der Schaltvorgang in Filtern für Phonokardiographie. Ztschr.f.Krsllffrschg. 54, 97-102 (1965)
46. Weber, A. Atlas der Phonokardiographie. 2. Auflage Steinkopff (1965)
47. Wegel, R. L., C. E. Lane The auditory masking of one pure tone by another and its probable relation to the dynamics of the inner ear. Phys.Rev. 23, 266-285 (1924)
48. Weissel, W. Funktionelle Phonokardiographie. Wiener Ztschr.f.Inn.Med. 31, 417-421 (1950)
49. Wiggers, C. J., A. L. Dean The Nature and Time Relations of the Fundamental Heart Sounds. Am.Journ. of Physiol. 42, 476-497 (1917)
50. Wolter, H. H. Korrelationen zwischen Hämodynamik und Herzschaall. Vergleichende Untersuchungen zwischen intrakardialer Druckregistrierung

Monographie S.Karger Basel-New York
(1963)

Für die freundliche Überlassung des Themas bin ich
Herrn Professor Schölmerich zu besonderem Dank verpflichtet.

Herrn Dr. v.Egidy möchte ich für seine stets bereit-
willige Unterstützung und Hilfe bei der Durchführung
dieser Arbeit danken.

Lebenslauf

Am 11.6.1940 wurde ich als zweites Kind des Studienrates Dr.phil.Wilhelm Schmelzeisen und seiner Frau Ruth geb. Graf in Köln geboren. Da mein Vater im Kriege fiel, zog meine Mutter 1944 nach Weisel im Kreis St.Goarshausen, dem Heimatort meines Vaters. Hier besuchte ich von 1946 bis 1950 die Volksschule und ab Ostern 1950 das naturwissenschaftliche Gymnasium in St.Goarshausen. An dieser Schule bestand ich im Frühjahr 1959 die Reifeprüfung.

Im Sommersemester 1959 immatrikulierte ich mich bei der medizinischen Fakultät der Johannes-Gutenberg-Universität in Mainz, wo ich im Herbst 1961 die ärztliche Vorprüfung bestand. Im Winter 1961/62 und im Sommer 1962 studierte ich an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen. Im Wintersemester 1962/63 setzte ich das Studium an der Philipps-Universität in Marburg fort und bestand hier am 9.März 1965 das ärztliche Staatsexamen.

Vom 1.6.1965 - 31.10.1965 war ich als Medizinalassistent an der Chirurgischen Universitätsklinik in Tübingen tätig, anschließend auf der Geburtshilflich-gynäkologischen Abteilung der Diakonie-Anstalten in Bad Kreuznach. Seit 1.5.1966 arbeite ich auf der Inneren Abteilung des Hildegardis-Krankenhauses in Mainz.

